УДК 615.471:616-7

АДАПТИВНЫЕ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯТОРЫ ЖЕЛУДОЧНО-КИШЕЧНОГО ТРАКТА

С.Ф. Глущук, Я.С. Пеккер

Томский политехнический университет
E-mail: GSF48@mail.ru, Pekker@ssmu.ru

Рассмотрены вопросы, связанные с проектированием адаптивных электростимуляторов желудочно-кишечного тракта, их конструктивные исполнения и схемные решения генераторов стимулирующих импульсов.

Выпускаемые промышленностью России автономные электростимуляторы желудочно-кишечного тракта (ЖКТ) используют принцип стимуляции импульсами с наперед заданными (некоторыми усредненными для всего ЖКТ) параметрами.

Отсутствие синхронизации импульсов электростимулятора с собственной мышечной активностью различных отделов ЖКТ вызывает асинхронность двигательной деятельности последних и приводит к возникновению неприятных и болезненных ощущений у пациентов. Локальное длительное воздействие электрическими импульсами (более 30 мин) на какой-либо отдел кишечника вызывает угнетение его моторной активности и снижает его эвакуаторную функцию [1].

Поэтому создание адаптивных (индивидуально приспособленных для данного организма) электростимуляторов является актуальной задачей при разработке аппаратуры такого класса.

В статье рассмотрены вопросы, связанные с конструированием и схемным построением адаптивных автономных электростимуляторов желудочно-кишечного тракта.

Введение таймера, позволяющего по заданному алгоритму менять значения параметров стимулирующих импульсов, не оправдано, т.к. времена нахождения автономных электростимуляторов в различных отделах ЖКТ варьируются в очень широких пределах [1].

Токовый порог возбудимости различных отделов ЖКТ также различен. Он значительно выше для желудка, чем для тонкого кишечника [2]. В то же время, электрическая стимуляция выше токового порога возбудимости не только не повышает силу сокращения мышц, а наоборот, снижает ее [3].

Поэтому адаптивный электростимулятор должен соответствовать, как минимум, двум требованиям:

- работать синхронно с сокращениями кишечника;
- не допускать его перестимуляции.

Выполнение первого условия связано со способностью технического элемента – электростимулятора регистрировать электрофизиологические показатели, характеризующие работу ЖКТ, и использовать их для достижения лечебного воздействия.

Перенос пищевого комка (следовательно, и передвижение электростимулятора) осуществляется за счет пропульсивных перистальтических движений, распространяющихся вдоль пищеварительного тракта наподобие волны. Обычно такой волне сокращения предшествует волна расслабления. Дополнительно на пропульсивную перистальтику накладывается непропульсивная перистальтика, распространяющаяся на короткие расстояния. Сокращения циркулярных мышечных слоев кишечника происходят на участках шириной 1...2 см с появлением глубоких перетяжек, отстоящих друг от друга примерно на 15...20 см [4]. От перетяжки в дистальном направлении кишки появляется градиент внутрикишечного давления. На конце электростимулятора, примыкающего к передвигающей зоне, давление будет выше, чем на его противоположном конце. Регистрация этой разницы давлений позволит судить о нахождении капсулы электростимулятора в месте максимального сокращения кишечника и усиливать эти сокращения с помощью электрических импульсов от генератора электростимулятора, включающегося синхронно с сокращениями кишечника.

На рис. 1 представлен эскиз электростимулятора желудочно-кишечного тракта с возможностью регистрации внутрикишечного давления.

Электростимулятор содержит корпус, образованный двумя изолированными друг от друга электродами – 1, 2 и диэлектрической втулкой – 3. Электроды – 1, 2 выполнены с мембранами – 4, 5. Внутри корпуса установлены датчики давления – 6, 7, дифференциальный усилитель – 8, генератор стимулирующих импульсов (ГСИ) – 9 и источник питания – 10. Мембраны на электродах – 1, 2 являются чувствительными элементами датчиков давления – 6, 7, выходы которых соединены с входами дифференциального усилителя – 8, формирующего сигнал управления генератором стимулирующих импульсов.

Работает электростимулятор следующим образом.

При попадании капсулы в желудочно-кишечный тракт внутриполостное давление кишечника действует на мембраны электростимулятора. Появление разностного сигнала на выходе дифференциального усилителя от датчиков давления, с одной стороны, указывает на факт нахождения электростимулятора у места перетяжки кишечника, а, с другой стороны, этот сигнал, усиленный дифференциальным усилителем, попадает на управляющий вход ГСИ, синхронизируя работу последнего с текущей фазой сокращения мышечной ткани кишечника.

При отсутствии сокращения мышечной ткани предусматривается режим, когда ГСИ будет выдавать на электроды электростимулятора усредненные по параметрам стимулирующие импульсы [5], а

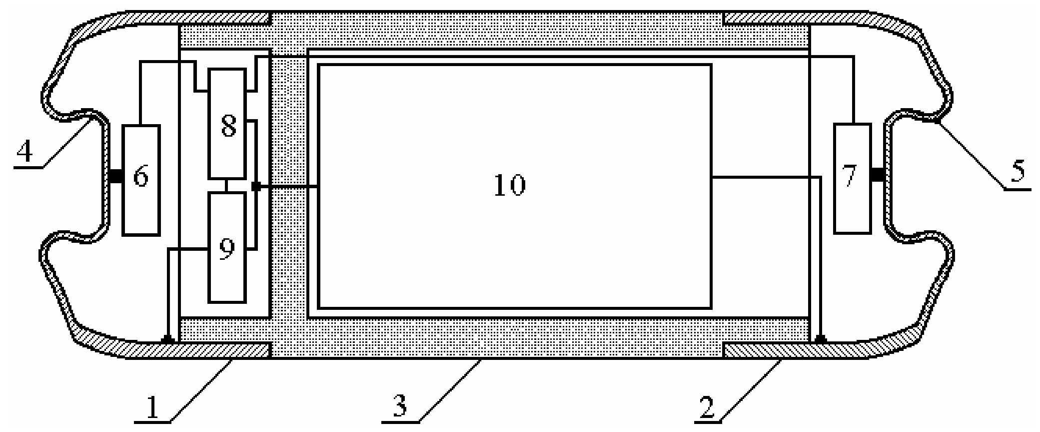


Рис. 1. *Адаптивный электростимулятор желудочно-кишечного тракта*

затем, при появлении сокращений, автоматически переходить в режим синхронной стимуляции.

Металлические мембраны при исследовании моторной функции желудочно-кишечного тракта, когда требуется измерять давление до 150 см вод. ст., должны иметь толщину 0,04 мм [6]. Изготавливаются они из нержавеющей стали 12Х18Н10Т методом штамповки и имеют форму тарельчатой пружины или миниатюрного сильфона. Предпочтение следует отдавать формам, обеспечивающим максимальную чувствительность мембраны. Для мембран могут быть использованы любые биоинертные материалы (резины, пластмассы, коррозионностойкие металлы и сплавы). В данном случае мембраны изготовливаются отдельно от электродов электростимулятора и соединяются с ними с помощью резьбы, пайки, сварки, склеивания и т.п.

Существуют работы, связывающие электрический импеданс тканей ЖКТ с фазой и степенью сокращения мышц кишечника. В работе [7] показано, что ток низкой частоты (до 1 кГц) проходит преимущественно через межклеточные промежутки, и сопротивление этому току будет определяться их размерами. При сокращении межклеточные промежутки уменьшаются – сопротивление растет. Зная характер изменения импеданса различных отделов желудочно-кишечного тракта, и получив электрический сигнал, пропорциональный этому изменению, можно синхронизировать стимулирующие импульсы с работой мышц различных отделов ЖКТ.

На рис. 2 представлена упрощенная функциональная схема данного варианта электростимулятора.

При попадании электростимулятора в проводящую среду желудочно-кишечного тракта, включается ГСИ – 1 и блок измерения импеданса – 3 [8]. Происходит измерение импеданса ткани ЖКТ в месте нахождения электростимулятора на частоте ГСИ, сигнал от которого на блок измерения импеданса подается через ограничительный резистор – R (амплитуда измерительного сигнала, чтобы не вызывать стимуляцию ткани, более чем на 2 порядка ниже амплитуды стимулирующего сигнала). Измерительными электродами при этом выступают электроды электростимулятора. Результаты измерения импеданса поступают на блок формирования управляющего импульса – 4, который синхронизирует работу генератора с текущей фазой сокращения мышечной ткани кишечника. В блоке формирования стимулирующих импульсов – 2 вырабатывается серия импульсов, поступающая на электроды электростимулятора для стимуляции ЖКТ.

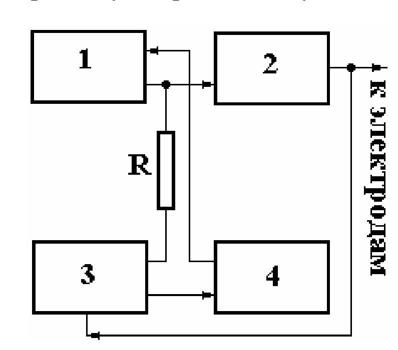


Рис. 2. *Функциональная схема электростимулятора: 1) ГСИ; 2) формирователь серий стимулирующих импульсов; 3) блок измерения импеданса; 4) формирователь управляющего импульса; R – ограничительный резистор*

При отсутствии сокращений, как и в предыдущем случае, генератор выдает на электроды некоторые усредненные параметры серий стимулирующих импульсов, а при появлении сокращений автоматически переходит в режим синхронной стимуляции.

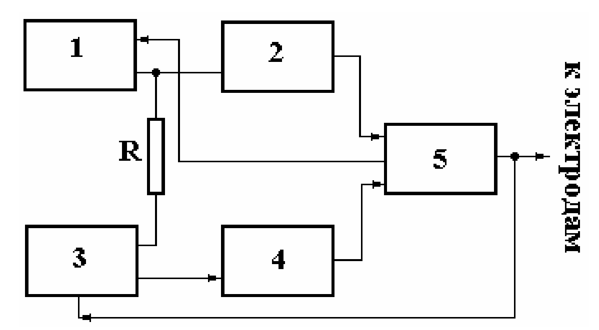


Рис. 3. *Функциональная схема электростимулятора: 1) ГСИ; 2) формирователь серий стимулирующих импульсов; 3) блок измерения импеданса; 4) формирователь управляющего импульса; 5) ограничитель напряжения; R – ограничительный резистор*

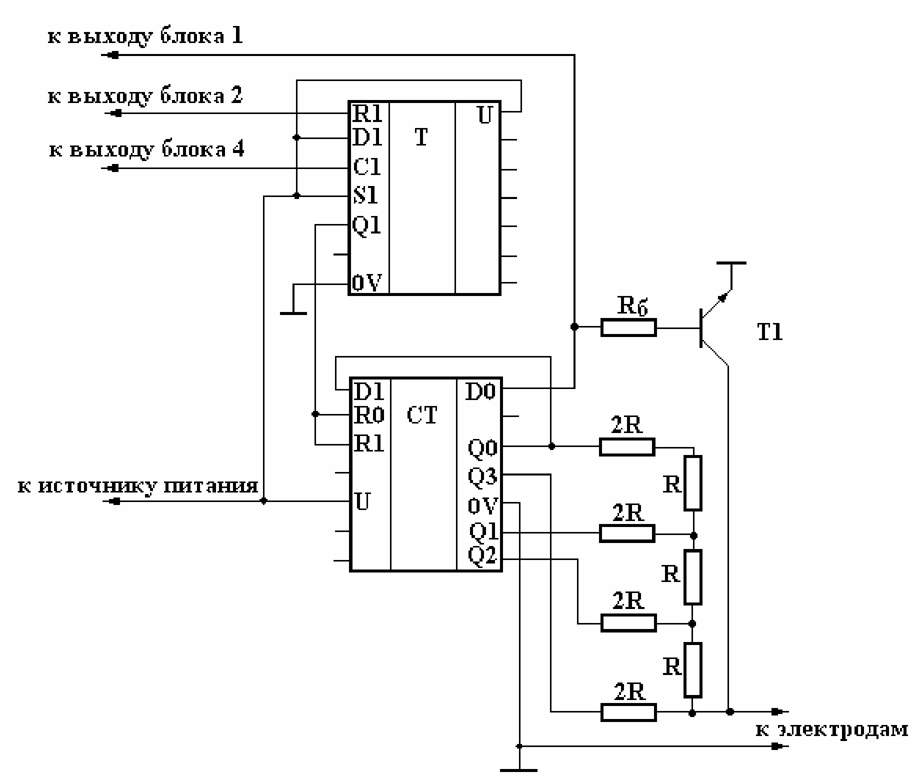


Рис. 4. *Принципиальная электрическая схема блока ограничения напряжения: T – триггер КР1533ТМ2, СТ – счетчик КР1533ИЕ5, R1 – вход сброса; C1 – вход тактовый; D1 – вход; S1 – вход установки; D0 – вход информационный; R–2R – резистивная матрица; Q0–Q3 – выходы счетчика; 0V, U – выводы по питанию;* $R_б$ *– ограничительный резистор тока базы транзистора – Т1, выполняющего роль электронного ключа*

Для исключения перестимуляции отделов кишечника необходимо ввести в схему генератора стимулирующих импульсов блок ограничения напряжения стимуляции. На рис. 3 представлена функциональная схема генератора для адаптивного электростимулятора с блоком измерения импеданса тканей ЖКТ.

На выходе блока ограничения напряжения формируются серии импульсов с линейно возрастающей амплитудой до достижения порога возбуждения гладкомышечной мускулатуры кишечника в месте нахождения электростимулятора. Отличие функциональной схемы для первого варианта адаптивного электростимулятора в том, что сигнал на блок – 4 будет подаваться с выхода дифференциального усилителя.

Разработанная схема блока ограничения напряжения состоит из D-триггера, четырехразрядного двоичного счетчика, резистивной матрицы R–2R [9] и электронного ключа (рис. 4).

Если взять за основу цифро-аналоговый преобразователь (например, К572ПА2 [9]) вместо резистивной матрицы R-2R, то принципиальную схему адаптивного электростимулятора можно изготовить полностью в интегральном исполнении.

Представленные электростимуляторы относятся к новому поколению аппаратов для автономной адаптивной электрической стимуляции желудочно-кишечного тракта. Электростимуляторы характеризуются повышенным лечебным эффектом, увеличенным ресурсом работы и займут достойное место в арсенале простой и надежной аппаратуры активного терапевтического действия.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Попов О.С. Автономная электрическая стимуляция желудочно-кишечного тракта в хирургии: Дис. ... канд. мед. наук. – Томск, 1988. – 242 с.
2. Вишневский А.А., Лившиц А.В., Вилянский М.П. Электростимуляция желудочно-кишечного тракта. – М.: Медицина, 1978. – 184 с.
3. Гальперин С.И. Физиология человека и животных. – М.: Высшая школа, 1970. – 656 с.
4. Физиология человека: в 4 т. – М.: Мир, 1986. – Т. 4. Обмен веществ. Пищеварение. Выделение. Эндокринная регуляция. – 312 с.
5. Агафонников В.Ф., Дамбаев Г.Ц., Пекарский В.В. и др. Автономный электростимулятор желудочно-кишечного тракта // Электронная промышленность. – 1983. – № 4. – С. 35.
6. Бабский Е.Б., Сорин А.М., Давыдов С.Н. Приборы эндорадиозондирования: Основы конструирования. Техника применения. – М.: Наука, 1975. – 176 с.
7. Хачатрян А.П. Клинико-патофизиологические аспекты электроимпедансометрии: дис. ... док. мед. наук: 14.00.16, 14.00.27. – Томск, 1992. – 52 с.
8. Пат. 2195972 РФ. МПК[7] A61N 1/36. Электростимулятор желудочно-кишечного тракта / Я.С. Пеккер, С.Ф. Глущук. Заявлено 03.01.01; Опубл. 10.01.03. Бюл. № 1 // Открытия. Изобретения. – 2003. – № 1.
9. Вениаминов В.Н., Лебедев О.Н., Мирошниченко А.И. Микросхемы и их применение. – М.: Радио и связь, 1989. – 240 с.